

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS ✓
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problem Mailbox.**

# BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND

---



## Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

**Aktenzeichen:** 102 52 852.7

**Anmeldetag:** 13. November 2002

**Anmelder/Inhaber:** Siemens Aktiengesellschaft, München/DE

**Bezeichnung:** Anwender-Schnittstelle zur korrekten Planung bzw.  
Positionierung von Meßschichten auf korrigierten  
MRT-Bildern

**IPC:** G 01 R 33/56

**Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.**

München, den 31. Juli 2003  
**Deutsches Patent- und Markenamt**  
**Der Präsident**  
Im Auftrag

**Siegel**

## Beschreibung

Anwender-Schnittstelle zur korrekten Planung bzw. Positionierung von Meßschichten auf korrigierten MRT-Bildern

5

Die vorliegende Erfindung bezieht sich allgemein auf die Kernspintomographie (Synonym: Magnetresonanztomographie, MRT) wie sie in der Medizin zur Untersuchung von Patienten Anwendung findet. Dabei bezieht sich die vorliegende Erfindung insbesondere auf eine Anwender-Schnittstelle (engl.: User-Interface) zur korrekten Planung bzw. Positionierung von Schichtpaketen im Ortsraum auf bereits erzeugten korrigierten (entzerrten) MRT-Übersichtsbildern.

10

15 Die MRT basiert auf dem physikalischen Phänomen der Kernspinnresonanz und wird als bildgebendes Verfahren seit über 15 Jahren in der Medizin und in der Biophysik erfolgreich eingesetzt. Bei dieser Untersuchungsmethode wird das Objekt einem starken, konstantem Magnetfeld ausgesetzt. Dadurch richten sich die Kernspins der Atome in dem Objekt, welche vorher regellos orientiert waren, aus. Hochfrequenzwellen können nun diese „geordneten“ Kernspins zu einer bestimmten Schwingung anregen. Diese Schwingung erzeugt in der MRT das eigentliche Messsignal, welches mittels geeigneter Empfangsspulen aufgenommen wird. Durch den Einsatz inhomogener Magnetfelder, erzeugt durch Gradientenspulen, kann dabei das Messobjekt in alle drei Raumrichtungen räumlich kodiert werden was im Allgemeinen als „Ortskodierung“ bezeichnet wird.

20

25

30 Die Aufnahme der Daten in der MRT erfolgt im sogenannten k-Raum (Synonym: Frequenzraum). Das MRT-Bild im sogenannten Bildraum ist mittels Fourier-Transformation mit den MRT-Daten im k-Raum verknüpft. Die Ortskodierung des Objektes, welche den k-Raum aufspannt, erfolgt mittels Gradienten in allen drei Raumrichtungen. Man unterscheidet dabei die Schichtselektion (legt eine Aufnahmeschicht im Objekt fest, üblicherweise die Z-Achse), die Frequenzkodierung (legt eine Richtung

35

in der Schicht fest, üblicherweise die x-Achse) und die Phasenkodierung (bestimmt die zweite Dimension innerhalb der Schicht, üblicherweise die y-Achse).

5 Es wird also zunächst selektiv eine Schicht beispielsweise in z-Richtung angeregt. Die Kodierung der Ortsinformation in der Schicht erfolgt durch eine kombinierte Phasen- und Frequenzkodierung mittels dieser beiden bereits erwähnten orthogonalen Gradientenfelder die bei dem Beispiel einer in z-Richtung  
10 angeregten Schicht durch die ebenfalls bereits genannten Gradientenspulen in x- und y-Richtung erzeugt werden.

Eine erste mögliche Form die Daten in einem MRT-Experiment aufzunehmen ist in den Figuren 2a und 2b dargestellt. Die  
15 verwendete Sequenz ist eine Spin-Echo-Sequenz. Bei dieser wird durch einen  $90^\circ$ -Anregungsimpuls die Magnetisierung der Spins in die x-y-Ebene geklappt. Im Laufe der Zeit ( $1/2 T_E$ ;  $T_E$  ist die Echozeit) kommt es zu einer Dephasierung der Magnetisierungsanteile, die gemeinsam die Quermagnetisierung in der x-y-Ebene  $M_{xy}$  bilden. Nach einer gewissen Zeit (z.B.  $1/2 T_E$ ) wird ein  $180^\circ$ -Impuls in der x-y-Ebene so eingestrahlt,  
20 dass die dephasierten Magnetisierungskomponenten gespiegelt werden ohne dass Präzessionsrichtung und Präzessionsgeschwindigkeit der einzelnen Magnetisierungsanteile verändert werden. Nach einer weiteren Zeitdauer  $1/2 T_E$  zeigen die Magnetisierungskomponenten wieder in die gleiche Richtung, d.h. es kommt zu einer als „Rephasierung“ bezeichneten Regeneration der Quermagnetisierung. Die vollständige Regeneration der  
25 Quermagnetisierung wird als Spin-Echo bezeichnet.

30

Um eine ganze Schicht des zu untersuchenden Objektes zu messen, wird die Bildgebungssequenz N-mal für verschiedene Werte des Phasenkodiergradienten z.B.  $G_y$  wiederholt, wobei die Frequenz des Kernresonanzsignals (Spin-Echo-Signals) bei jedem  
35 Sequenzdurchgang durch den  $\Delta t$ -getakteten ADC (Analog Digital Wandler) N-mal in äquidistanten Zeitschritten  $\Delta t$  in Anwesenheit des Auslesegradienten  $G_x$  abgetastet, digitalisiert und

abgespeichert wird. Auf diese Weise erhält man gemäß Figur 2b eine Zeile für Zeile erstellte Zahlenmatrix (Matrix im k-Raum bzw. k-Matrix) mit  $N \times N$  Datenpunkten. Eine symmetrische Matrix mit  $N \times N$  Punkten ist nur ein Beispiel, es können auch asymmetrische Matrizen bzw. andere k-Raum-Belegungen erzeugt werden. Aus derartigen Datensätzen im k-Raum können durch Fouriertransformation unmittelbar MR-Bilder der betrachteten Schicht mit einer Auflösung von  $N \times N$  Pixeln rekonstruiert werden.

Das Auslesen muß in einer Zeit abgeschlossen sein, die dem Zerfall der Quermagnetisierung entspricht. Ansonsten wären z.B. in einer Single-Shot-EPI-Sequenz nämlich die verschiedenen Zeilen der k-Matrix entsprechend der Reihenfolge ihrer Erfassung unterschiedlich gewichtet: bestimmte Ortsfrequenzen würden über-, andere dagegen würden unterbetont werden. Hohe Meßgeschwindigkeiten stellen aber auch extrem hohe Anforderungen an das Gradientensystem. In der Praxis werden z.B. Gradientenamplituden von etwa 25mT/m verwendet. Insbesondere zum Umpolen des Gradientenfeldes müssen erhebliche Energien in kürzester Zeit umgesetzt werden, die Schaltzeiten liegen beispielsweise im Bereich  $\leq 0,3$ ms. Die Zeit in der die maximale Gradientenamplitude erreicht werden kann wird allgemein als Gradientenanstiegszeit (engl.: Slewrate) bezeichnet. Die Slewrate ist praktisch die Beschleunigung mit der ein Gradientenfeld eingeschaltet werden kann. Ältere Systeme haben bzw. hatten Slewrates von 20-40 mT/ms. Moderne Geräte jedoch weisen Slewrates von 100-200 mT/ms auf, was dazu führt, dass bei modernen Geräten aufgrund der Gradientenspulen-Induktivität das jeweilige Gradientenfeld starke Nichtlinearitäten aufweist.

Generell bewirken Nichtlinearitäten der Gradientenfelder eine Verzerrung der rekonstruierten MRT-Bilder die in den meisten Fällen nicht erwünscht ist. Bei modernen MRT-Geräten können solche Verzerrungen bei der Bilddarstellung korrigiert werden. Die Korrektur dient überwiegend kosmetischen Zwecken und

erhöht nicht die Befundungsgenauigkeit. Allerdings wird diese Verzerrungskorrektur vom Anwender gerne aktiviert, insbesondere wenn die gemessenen MRT-Bilder an andere Fachärzte weitergegeben werden welche nicht mit den Details der Kernspintomographie vertraut sind.

Will der Anwender nun auf einem solchen korrigierten Bild weitere Messungen durch Positionierung weiterer Schichtpakete planen, so entsteht ein Konflikt: Da die geplanten Schichtpakete entsprechend ihrer räumlichen Position in Wirklichkeit nichtlineare Gradientenfelder "sehen", entspricht die auf dem korrigierten Bild jeweils geplante Bildebene nicht der tatsächlich aufgenommenen Bildebene.

Nichtlinearität und Slewrate sind miteinander unmittelbar verknüpft. So gibt es beispielsweise MRT-Geräte deren Gradientensystem zweckmäßig (aus anwendungstechnischen Gründen) in zwei Zuständen (Modi) betrieben werden kann. Das Gradientensystem ist so konstruiert, dass in einem ersten Betriebszustand (Mode 1) ein großes jedoch nicht starkes Gradientenfeld in einer verhältnismäßig langsamen moderaten Gradientenanstiegszeit erzeugt werden kann. Ein solches Gradientenfeld ist in der Regel sehr linear. In einem zweiten Betriebszustand jedoch (Mode 2) kann ein relativ kleines aber starkes Gradientenfeld mit schneller Gradientenanstiegszeit erzeugt werden. Ein so erzeugtes Gradientenfeld ist in der Regel stark nichtlinear.

Wird nun im Mode 1 ein erstes Schichtpaket als Übersichtsbild aufgenommen auf dem nun weitere Schichtaufnahmen geplant werden, welche jedoch im Mode 2 aufgenommen werden sollen, so entsteht wiederum ein Konflikt wie oben: Die geplanten Schichtebenen werden wegen der unterschiedlichen Nichtlinearität der Gradientenfelder mit der bereits aufgenommenen Bildebene nicht übereinstimmen.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher bei der Planung weiterer MRT-Messungen auf korrigierten MRT-Bildern den Anwender in geeigneterweise zu Unterstützen um auf einfache Weise derartige Konflikte zu vermeiden.

5

Diese Aufgabe wird gemäß der Erfindung durch die Merkmale der unabhängigen Ansprüche gelöst. Die abhängigen Ansprüche bilden den zentralen Gedanken der Erfindung in besonders vorteilhafter Weise weiter.

10

Erfindungsgemäß wird eine Verarbeitungseinrichtung eines Kernspintomographiegerätes beansprucht mit einer Einrichtung zur graphischen Darstellung einer Anwenderschnittstelle (User-Interface) die eine graphische Meßplanung auf bereits aufgenommenen korrigierten MRT-Übersichtsbildern erlaubt. Die Korrektur erfolgt dabei auf Basis von in der Verarbeitungseinrichtung gespeicherten Daten bzgl. Nichtlinearitäten des Gradientensystems des verwendeten MRT-Gerätes und wird von der Verarbeitungseinrichtung durchgeführt. Die Verarbeitungseinrichtung ist erfindungsgemäß dadurch gekennzeichnet, dass das User-Interface den Bereich des korrigierten MRT-Übersichtsbildes, in dem eine Positionierung weiterer zu messender Schichten zu einem tatsächlichen Abweichen der gewünschten Schichten führt, gegenüber dem Bereich des korrigierten MRT-Übersichtsbildes, in dem eine Positionierung weiterer zu messender Schichten zu keinem Abweichen der gewünschten Schichten führt, graphisch abgrenzt.

25

Die Abgrenzung erfolgt erfindungsgemäß automatisch.

30

Ferner ist erfindungsgemäß obige Verarbeitungseinrichtung, dadurch gekennzeichnet, dass sie bei der Korrektur des MRT-Übersichtsbildes in dem MRT-Übersichtsbild geplante weiter zu messende Schichtpakete mitkorrigiert und deren Verlauf in dem Übersichtsbild graphisch darstellt.

35

Bei transversaler Anordnung der weiter zu messenden Schichten relativ zur Patientenrichtung bewirkt die erfindungsgemäße Verarbeitungseinrichtung vorteilhafterweise eine entsprechende Tischverschiebung durch die das Schichtpaket in das Iso-

5 zentrum des MRT-Gerätes verlagert wird.

Die in der Verarbeitungseinrichtung gespeicherten Nichtlinearitäten des Gradientensystems werden vor der Auslieferung des MRT-Gerätes einmalig gemessen.

10

Weitere Vorteile, Merkmale und Eigenschaften der vorliegenden Erfindung werden nun anhand von Ausführungsbeispielen beziehend auf die begleitenden Zeichnungen näher erläutert.

15 Figur 1 zeigt schematisch ein Kernspintomographiegerät,

Figur 2a zeigt schematisch den zeitlichen Verlauf der Gradientenpulsstromfunktionen einer Spin-Echo-Sequenz,

20 Figur 2b zeigt schematisch die zeitliche Abtastung der k-Matrix bei einer Spin-Echo-Sequenz,

Figur 3a zeigt schematisch ein nichtkorrigiertes verzerrtes MRT-Bild in dem ein Schichtpaket zur weiteren Messung gekennzeichnet ist,

25

Figur 3b zeigt schematisch ein korrigiertes entzerrtes MRT-Bild in dem zusätzlich zu dem Schichtpaket für weitere Messungen ein hinsichtlich der Positionierung fehlerfreier Bereich (Isozentrum) gekennzeichnet

30 ist,

Figur 3c zeigt schematisch ein korrigiertes MRT-Bild mit einem für weitere Messungen geplanten Schichtpaket, welches entsprechend mitkorrigiert worden ist.

35



Figur 1 zeigt eine schematische Darstellung eines Kernspintomographiegerätes zur Erzeugung von Gradientenpulsen gemäß der vorliegenden Erfindung. Der Aufbau des Kernspintomographiegerätes entspricht dabei dem Aufbau eines herkömmlichen Tomographiegerätes. Ein Grundfeldmagnet 1 erzeugt ein zeitlich konstantes starkes Magnetfeld zur Polarisierung bzw. Ausrichtung der Kernspins im Untersuchungsbereich eines Objektes, wie z.B. eines zu untersuchenden Teils eines menschlichen Körpers. Die für die Kernspinresonanzmessung erforderliche hohe Homogenität des Grundmagnetfeldes ist in einem kugelförmigen Meßvolumen M definiert, in das die zu untersuchenden Teile des menschlichen Körpers eingebracht werden. Zur Unterstützung der Homogenitätsanforderungen und insbesondere zur Eliminierung zeitlich invariabler Einflüsse werden an geeigneter Stelle sogenannte Shim-Bleche aus ferromagnetischem Material angebracht. Zeitlich variable Einflüsse werden durch Shim-Spulen 2 eliminiert, die durch eine Shim-Stromversorgung 15 angesteuert werden.

In den Grundfeldmagneten 1 ist ein zylinderförmiges Gradientenspulensystem 3 eingesetzt, das aus drei Teilwicklungen besteht. Jede Teilwicklung wird von einem Verstärker 14 mit Strom zur Erzeugung eines linearen Gradientenfeldes in die jeweilige Richtung des kartesischen Koordinatensystems versorgt. Die erste Teilwicklung des Gradientenfeldsystems 3 erzeugt dabei einen Gradienten  $G_x$  in x-Richtung, die zweite Teilwicklung einen Gradienten  $G_y$  in y-Richtung und die dritte Teilwicklung einen Gradienten  $G_z$  in z-Richtung. Jeder Verstärker 14 umfaßt einen Digital-Analog-Wandler, der von einer Sequenzsteuerung 18 zum zeitrichtigen Erzeugen von Gradientenpulsen angesteuert wird.

Innerhalb des Gradientenfeldsystems 3 befindet sich eine Hochfrequenzantenne 4, die die von einem Hochfrequenzleistungsverstärker 30 abgegebenen Hochfrequenzpulse in ein magnetisches Wechselfeld zur Anregung der Kerne und Ausrichtung der Kernspins des zu untersuchenden Objektes bzw. des zu un-

tersuchenden Bereiches des Objektes umsetzt. Von der Hochfrequenzantenne 4 wird auch das von den präzedierenden Kernspins ausgehende Wechselfeld, d.h. in der Regel die von einer Pulssequenz aus einem oder mehreren Hochfrequenzpulsen und einem oder mehreren Gradientenpulsen hervorgerufenen Kernspinecho-  
5 signale, in eine Spannung umgesetzt, die über einen Verstärker 7 einem Hochfrequenz-Empfangskanal 8 eines Hochfrequenzsystems 22 zugeführt wird. Das Hochfrequenzsystem 22 umfaßt weiterhin einen Sendekanal 9, in dem die Hochfrequenzpulse  
10 für die Anregung der magnetischen Kernresonanz erzeugt werden. Dabei werden die jeweiligen Hochfrequenzpulse aufgrund einer vom Anlagenrechner 20 vorgegebenen Pulssequenz in der Sequenzsteuerung 18 digital als Folge komplexer Zahlen dargestellt. Diese Zahlenfolge wird als Real- und als Imaginäranteil  
15 über jeweils einen Eingang 12 einem Digital-Analog-Wandler im Hochfrequenzsystem 22 und von diesem einem Sendekanal 9 zugeführt. Im Sendekanal 9 werden die Pulssequenzen einem Hochfrequenz-Trägersignal aufmoduliert, dessen Basisfrequenz der Resonanzfrequenz der Kernspins im Meßvolumen  
20 entspricht.

Die Umschaltung von Sende- auf Empfangsbetrieb erfolgt über eine Sende-Empfangsweiche 6. Die Hochfrequenzantenne 4 strahlt die Hochfrequenzpulse zur Anregung der Kernspins in  
25 das Meßvolumen M ein und tastet resultierende Echosignale ab. Die entsprechend gewonnenen Kernresonanzsignale werden im Empfangskanal 8 des Hochfrequenzsystems 22 phasenempfindlich demoduliert und über einen jeweiligen Analog-Digital-Wandler in Realteil und Imaginärteil des Meßsignals umgesetzt. Durch  
30 einen Bildrechner 17 wird aus den dergestalt gewonnenen Meßdaten ein Bild rekonstruiert. Die Verwaltung der Meßdaten, der Bilddaten und der Steuerprogramme erfolgt über den Anlagenrechner 20. Aufgrund einer Vorgabe mit Steuerprogrammen kontrolliert die Sequenzsteuerung 18 die Erzeugung der  
35 jeweils gewünschten Pulssequenzen und das entsprechende Abtasten des k-Raumes. Insbesondere steuert die Sequenzsteuerung 18 dabei das zeitrichtige Schalten der Gradienten, das Aus-

- senden der Hochfrequenzpulse mit definierter Phase und Amplitude sowie den Empfang der Kernresonanzsignale. Die Zeitbasis für das Hochfrequenzsystem 22 und die Sequenzsteuerung 18 wird von einem Synthesizer 19 zur Verfügung gestellt. Die
- 5 Auswahl entsprechender Steuerprogramme zur Erzeugung eines Kernspinbildes sowie die Darstellung des erzeugten Kernspinbildes erfolgt über ein Terminal 21, das eine Tastatur sowie einen oder mehrere Bildschirme umfaßt.
- 10 Wie bereits eingangs erwähnt werden die gemessenen MRT-Bilder, die auf dem Bildschirm des Terminals 21 angezeigt werden, aufgrund von Nichtlinearitäten der Gradientenfelder - insbesondere bei moderneren MRT-Geräten mit hoher Slewrate - verzerrt. Diese Verzerrung kann mittlerweile durch geeignete
- 15 auf dem Anlagenrechner 20 bzw. der Sequenzsteuerung 18 implementierten Bildverarbeitungssoftware entsprechend korrigiert werden. Die Grundlage für derartige Korrekturprogramme liefert die genaue Kenntnis der Nichtlinearitäten durch exakte Vermessung der Gradientenfelder, die üblicherweise vor der
- 20 Auslieferung des jeweiligen MRT-Gerätes einmalig durchgeführt wird.

- Weiter oben wurde erklärt, dass die Positionierung weiterer Schichten auf derart korrigierten MRT-Bildern zu erheblichen
- 25 Konflikten führt und den Anwender bei der weiteren Meßplanung hindert bzw. im beträchtlichen Maße einschränkt. Aus diesem Grunde ist bei MRT-Geräten verschiedener Hersteller eine Schichtplanung bzw. Positionierung auf korrigierten Bildern generell nicht erlaubt, was teilweise zu Kundenbeschwerden
- 30 führt. Es gibt auch Hersteller die auf deren MRT-Geräten eine Meßplanung auf entzerrten Bildern durch den Anwender zulassen, allerdings kann es dann - nach Aussagen von Kunden - passieren, dass ein zu untersuchender Bereich in der jeweiligen geplanten Schicht tatsächlich nicht getroffen wird.

35

Die vorliegende Erfindung besteht nun darin, über eine entsprechende Anwenderschnittstelle (engl.: User Interface), die

erfindungsgemäß auf dem Monitor des Terminals 21 visualisiert wird, auf Software-Ebene zum einen eine Entscheidung zu treffen, ob die vom Anwender vorgenommene Positionierung weiterer Schichten auf einem korrigierten oder nicht korrigierten Bild erfolgt. Dementsprechend soll dann die Benutzerführung abgeändert werden. Zum andern soll ein oben beschriebener Konflikt erfindungsgemäß dadurch vermieden werden, dass das User-Interface den Benutzer entweder in geeigneter Weise auf eine fehlerhafte Positionierung hinweist oder die Schichtpakete entsprechend mitkorrigiert werden. Anhand der Figuren 3a bis 3c soll dies im Folgenden veranschaulicht werden.

Erfindungsgemäß wird vorgeschlagen, dem Anwender die Positionierung weiterer zu messender Schichtpakete auf bereits entzerrten korrigierten MRT-Bildern zu gestatten. Allerdings muß er dann mittels User-Interface darauf hingewiesen werden, dass die Positionierung fehlerhaft sein kann. In Figur 3a ist beispielsweise eine nicht-korrigierte MRT-Aufnahme vom Hüftbereich bis zu den Oberschenkeln dargestellt die als solche deutliche Verzerrungen im oberen und unteren Bildrand aufweist. Die Planung eines weiter zu messenden Schichtpaketes 22 auf dieser fehlerbehafteten Aufnahme kann dazu führen, dass die geplanten Schichten tatsächlich nicht getroffen werden. Bei einer derartigen Aufnahme, in der der verzerrte fehlerhafte Bereich deutlich erkennbar ist, wird der Anwender daher von sich aus weitere Messungen in dem verzerrten Bereich unterlassen. Anders ist dies in korrigierten Bildern wie es beispielsweise in Figur 3b dargestellt ist. Hier muß das User-Interface dem Anwender mitteilen in welchem Bereich eine Übereinstimmung der geplanten Schichten mit den tatsächlich gemessenen Schichten vorliegt. Erfindungsgemäß erfolgt dies dadurch, dass der verzerrungsfreie Bereich, bzw. der Bereich, in dem die Verzerrung vom Benutzer toleriert werden kann, beispielsweise durch einen Kreis 23 oder anderen Geometrien (z.B. Ellipse, Viereck, Polygon etc.) markiert wird. Der Bereich in dem die Verzerrungen zu groß werden wird erfindungsgemäß vom Anlagenhersteller durch einen Grenzwert

festgelegt, ab dem die Abweichung von der Gradientenlinearität nicht mehr akzeptabel ist. Dies erfordert vorteilhafterweise keinen zusätzlichen Rechenaufwand, da bei der Bildkorrektur (Entzerrung) der zugrundeliegenden Aufnahme bereits  
5 die Verschiebung für jedes Pixel - auf Basis der vor der Auslieferung des Gerätes exakt gemessenen Nichtlinearitäten der Gradientenfelder - bestimmt wurde.

Typischerweise stellt das Kreisinnere - die Fläche die sinnvoll zur Positionierung herangezogen werden darf - etwa 90%  
10 der Bildfläche dar. Eine relevante Fehlerhaftigkeit tritt demgemäss im Äußeren der Kreisfläche auf.

Falls das zu planende Schichtpaket transversal zur z-Achse  
15 (Patientenlängsachse bzw. Achse in Richtung der Patientenliege) orientiert ist kann eine Übereinstimmung der geplanten Schichten mit den tatsächlich gemessenen Schichten erfindungsgemäss auch dadurch erhöht werden, dass durch eine Tischverschiebung das Schichtpaket in das Isozentrum, d.h. in den  
20 zentralen Bereich des gekennzeichneten Bereiches gerückt wird. Das Isozentrum ist der Bereich im Innern eines MRT-Gerätes in dem sämtliche Magnetfelder (Grundfeld sowie alle Gradientenfelder) ausgesprochen linear sind. Generell ist es für MRT-Aufnahmen günstig wenn der aufzunehmende Bereich möglichst nahe am Isozentrum ist. Die erfindungsgemässe Kennzeichnung des Bereiches mit ungenauer Positionierung gibt dem  
25 Anwender Aufschluß über die Topologie der beabsichtigten Messung und unterstützt ihn bei der Messplanung.

Ein weiterer erfindungsgemässer Ansatz, den Anwender in der  
30 Meßplanung auf korrigierten MRT-Übersichts-Bildern zu unterstützen besteht darin, dass über das User-Interface die geplanten Schichtpakete bei der Korrektur des Übersichtsbildes entsprechend mitkorrigiert werden. Dies bedeutet, dass gemäß  
35 Figur 3c die normalerweise geraden Querschnitts-Linien des jeweiligen Schichtpaketes 24 in Form gekrümmter Kurven eingezeichnet werden müssen. Dieser Ansatz hat zwar den Vorteil,

dass die Positionierung weiterer zu messenden Schichten 24  
wieder auf 100% der Bildfläche erfolgen kann, setzt aber ein  
sehr gutes räumliches Vorstellungsvermögen seitens des Anwen-  
ders voraus und ist daher zwar eine weitere Möglichkeit der  
5 Unterstützung bei der weiteren Meßplanung, jedoch keine wirk-  
liche Alternative.

## Patentansprüche

1. Verarbeitungseinrichtung eines Kernspintomographiegerätes mit einer Einrichtung (20) (21) zur graphischen Darstellung einer Anwenderschnittstelle (User-Interface) die eine graphische Meßplanung auf bereits aufgenommenen korrigierten MRT-Übersichtsbildern erlaubt, wobei die Korrektur auf Basis der in der Verarbeitungseinrichtung gespeicherten Daten bzgl. Nichtlinearitäten des Gradientensystems des verwendeten MRT-Gerätes von der Verarbeitungseinrichtung durchgeführt wurde d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , d a s s das User-Interface den Bereich des korrigierten MRT-Übersichtsbildes, in dem eine Positionierung weiterer zu messender Schichten zu einem tatsächlichen Abweichen der gewünschten Schichten führt, gegenüber dem Bereich des korrigierten MRT-Übersichtsbildes, in dem eine Positionierung weiterer zu messender Schichten zu keinem Abweichen der gewünschten Schichten führt, graphisch abgrenzt.
2. Verarbeitungseinrichtung eines Kernspintomographiegerätes mit einer Einrichtung (20) (21) zur graphischen Darstellung einer Anwenderschnittstelle (User-Interface) die eine graphische Meßplanung auf bereits aufgenommenen korrigierten MRT-Übersichtsbildern erlaubt, wobei die Korrektur auf Basis der in der Verarbeitungseinrichtung gespeicherten Daten bzgl. Nichtlinearitäten des Gradientensystems des verwendeten MRT-Gerätes von der Verarbeitungseinrichtung durchgeführt wurde, insbesondere gemäß Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , d a s s die Verarbeitungseinrichtung bei der Korrektur des MRT-Übersichtsbildes in dem MRT-Übersichtsbild geplante weiter zu messende Schichtpakete mitkorrigiert und deren Verlauf in dem Übersichtsbildes graphisch darstellt.
3. Verarbeitungseinrichtung nach Anspruch 1 oder 2, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , d a s s die Verarbeitungseinrichtung bei transversaler Anordnung der

weiter zu messenden Schichten relativ zur Patientenrichtung eine entsprechende Tischverschiebung bewirkt durch die das Schichtpaket in das Isozentrum des MRT-Gerätes verlagert wird.

5

4. Verarbeitungseinrichtung nach Anspruch 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die in der Verarbeitungseinrichtung gespeicherten Daten bzgl. Nichtlinearitäten des Gradientensystems vor der Auslieferung des MRT-Gerätes einmalig gemessen werden.

10

5. Verarbeitungseinrichtung nach Anspruch 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass das User-Interface die graphische Abgrenzung automatisch durchführt.

15



## Zusammenfassung

Anwender-Schnittstelle zur korrekten Planung bzw. Positionierung von Meßschichten auf korrigierten MRT-Bildern

5

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf eine Verarbeitungseinrichtung eines Kernspintomographiegerätes mit einer Einrichtung (20) (21) zur graphischen Darstellung einer Anwenderschnittstelle (User-Interface) die eine graphische Meßplanung auf bereits aufgenommenen korrigierten MRT-Übersichtsbildern erlaubt, wobei die Korrektur auf Basis der in der Verarbeitungseinrichtung gespeicherten Daten bzgl. Nichtlinearitäten des Gradientensystems des verwendeten MRT-Gerätes von der Verarbeitungseinrichtung durchgeführt wurde dadurch gekennzeichnet, dass das User-Interface den Bereich des korrigierten MRT-Übersichtsbildes, in dem eine Positionierung weiterer zu messender Schichten zu einem tatsächlichen Abweichen der gewünschten Schichten führt, gegenüber dem Bereich des korrigierten MRT-Übersichtsbildes, in dem eine Positionierung weiterer zu messender Schichten zu keinem Abweichen der gewünschten Schichten führt, graphisch abgrenzt.

10

15

20

FIG 3a bis 3c

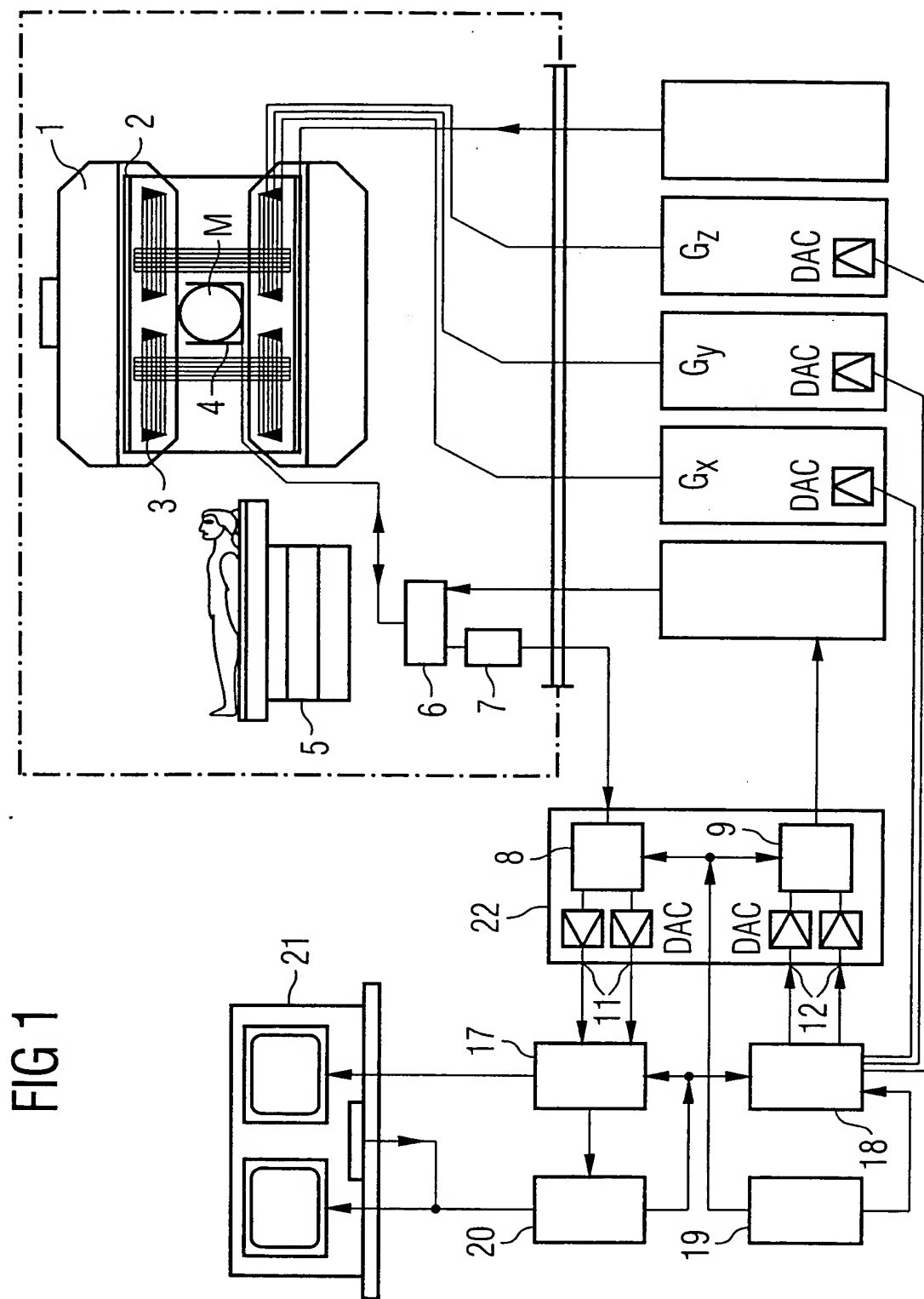


FIG 2A

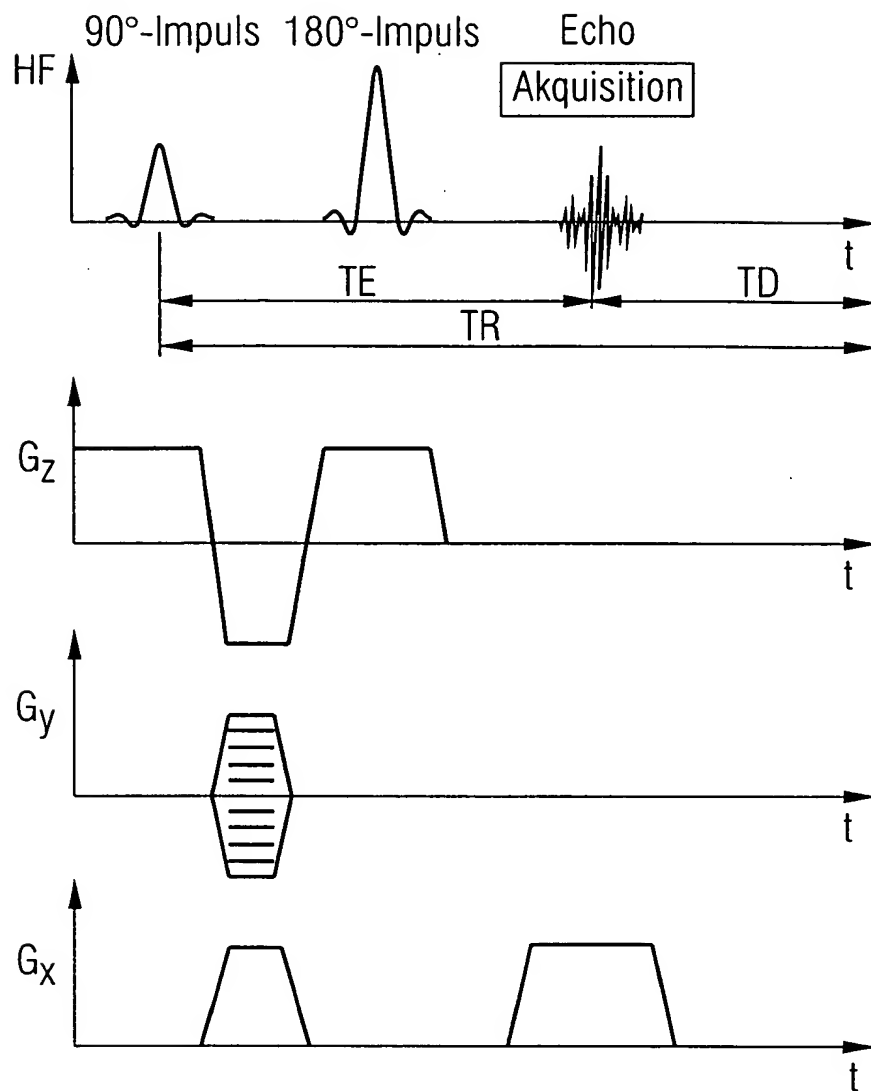


FIG 2B

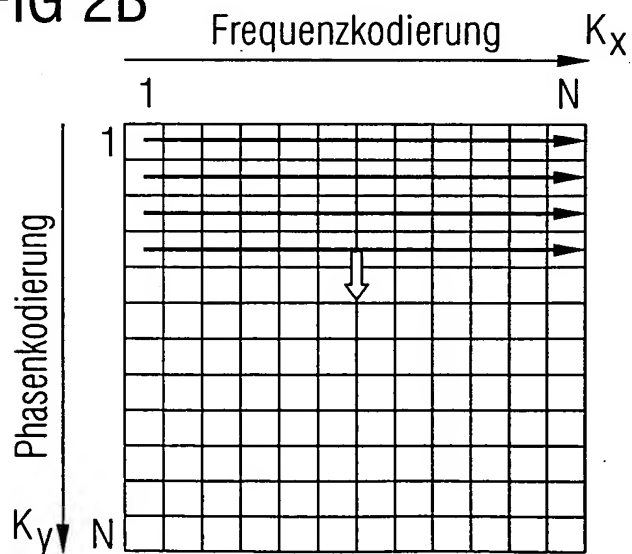


FIG 3A

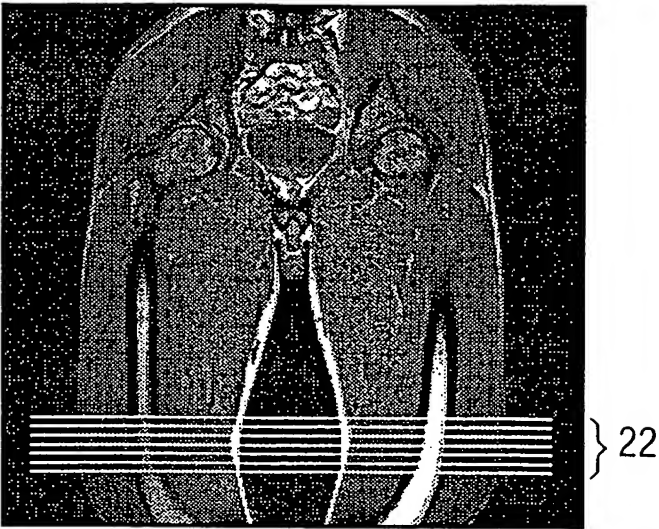


FIG 3B

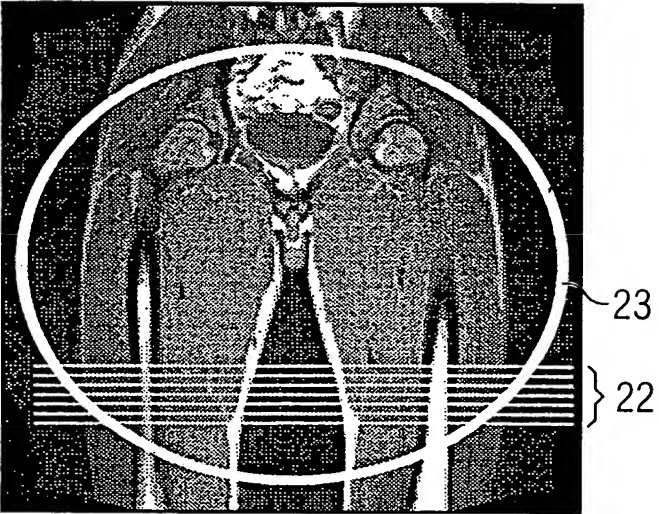


FIG 3C

